

ULTRASONIC THERAPEUTIC APPARATUS

Publication number: JP2000237205

Publication date: 2000-09-05

Inventor: TAKADA YOICHI

Applicant: TOKYO SHIBAURA ELECTRIC CO

Classification:

- international: A61B18/00; A61B8/00; A61F7/00; A61N5/00;
G06T1/00; A61B18/00; A61B8/00; A61F7/00;
A61N5/00; G06T1/00; (IPC1-7): A61B18/00; A61B8/00;
A61F7/00; A61N5/00; G06T1/00

- European:

Application number: JP19990039189 19990217

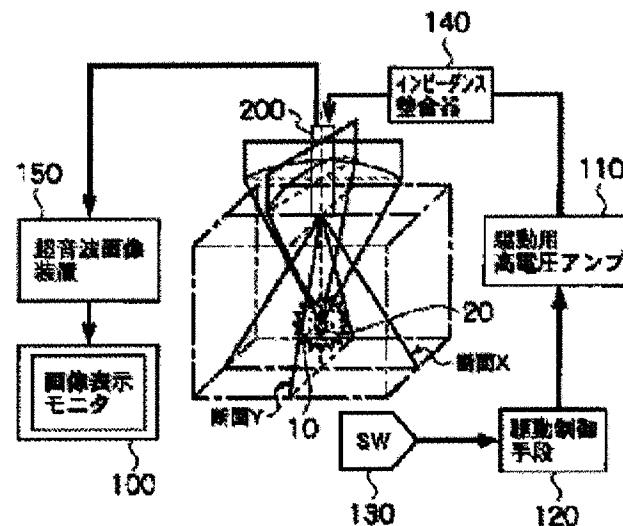
Priority number(s): JP19990039189 19990217

[Report a data error here](#)

Abstract of JP2000237205

PROBLEM TO BE SOLVED: To provide an ultrasonic therapeutic apparatus which minimizes effect of the volume of a treating object and the positioning accuracy by calculating a cauterizing volume to automatically set a cauterizing parameter.

SOLUTION: For example, a cauterizing volume calculation means to calculate the cauterizing volume of a tumor 10 of a part to be treated and the shape of the part to be treated is displayed on an image display monitor 100 while a cauterizing parameter is automatically set. A movement judging means and a contour extraction means are arranged to accomplish accurate irradiation for the movement of the part to be treated, or the like.



Data supplied from the esp@cenet database - Worldwide

(19)日本国特許庁 (JP)

(12) 公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開2000-237205

(P2000-237205A)

(43)公開日 平成12年9月5日(2000.9.5)

(51) Int.Cl. ⁷	識別記号	F I	テマコード(参考)	
A 6 1 B 18/00		A 6 1 B 17/36	3 3 0	4 C 0 6 0
	8/00		8/00	4 C 0 8 2
A 6 1 F 7/00	3 2 2	A 6 1 F 7/00	3 2 2	4 C 0 9 9
A 6 1 N 5/00		A 6 1 N 5/00		4 C 3 0 1
G 0 6 T 1/00		G 0 6 F 15/62	3 9 0 D	5 B 0 5 7

審査請求 未請求 請求項の数23 OL (全13頁)

(21)出願番号 特願平11-39189

(22)出願日 平成11年2月17日(1999.2.17)

(71)出願人 000003078

株式会社東芝

神奈川県川崎市幸区堀川町72番地

(72)発明者 高田 洋一

栃木県大田原市下石上1385番の1 株式会

社東芝那須工場内

(74)代理人 100083806

弁理士 三好 秀和 (外7名)

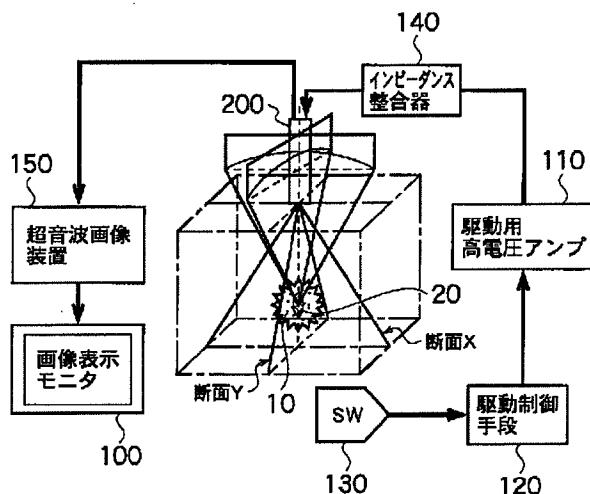
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 超音波治療装置

(57)【要約】

【課題】 焼灼体積を算出して自動的に焼灼パラメータを設定し、治療対象の体積や位置決め精度の影響が少ない超音波治療装置を提供する。

【解決手段】 たとえば治療対象部位の腫瘍10の焼灼体積を算出する焼灼体積算出手段を備え、画像表示モニタ100に治療対象部位の形状を表示すると共に焼灼パラメータを自動設定する。また、治療対象部位の動きなどに対しては、動き判別手段250および輪郭抽出手段を備えることにより正確な照射を行う。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 治療用超音波を発生する超音波発生源と、治療対象部位の形態情報を取り込むための形態情報取り込み手段と、治療対象部位を画像表示する画像表示手段とを有する超音波治療装置において、前記治療用超音波の焼灼範囲を表示する焼灼範囲表示手段と、前記焼灼範囲に基いて前記治療用超音波の照射による焼灼体積を算出する焼灼体積算出手段と、前記治療用超音波の照射パラメータと前記焼灼体積とに基いて超音波治療に要するエネルギー量を算出する治療エネルギー量算出手段と、を備えることを特徴とする超音波治療装置。

【請求項2】 治療用超音波を発生する超音波発生源と、治療対象部位の形態情報を取り込むための形態情報取り込み手段と、治療対象部位を画像表示する画像表示手段とを有する超音波治療装置において、前記治療用超音波の焼灼範囲を表示する焼灼範囲表示手段と、前記焼灼範囲に基いて前記治療用超音波の照射による焼灼体積を算出する焼灼体積算出手段と、前記治療用超音波の照射パラメータと前記焼灼体積とに基いて超音波治療に要する総照射回数を算出する治療照射回数算出手段と、を備えることを特徴とする超音波治療装置。

【請求項3】 前記治療照射回数算出手段は、算出した結果を表示する治療照射回数表示手段を備えることを特徴とする請求項1または2記載の超音波治療装置。

【請求項4】 前記画像表示手段は、少なくとも相異なる2つ以上の形態情報を同時に表示する複数情報表示手段を備えることを特徴とする請求項1または2記載の超音波治療装置。

【請求項5】 前記焼灼範囲表示手段は、治療対象部位の位置変動を監視するモニタリング手段と、前記位置変動の移動量が所定の閾値以上になったときに前記治療用超音波の照射を停止する照射制御手段と、を備えることを特徴とする請求項1または2記載の超音波治療装置。

【請求項6】 前記焼灼範囲表示手段は、前記焼灼範囲に治療対象部位が入っているか否かを認識する対象部位認識手段を備えることを特徴とする請求項1または2記載の超音波治療装置。

【請求項7】 前記形態情報取り込み手段は、前記治療対象部位の立体視画像を得るために3次元超音波イメージング装置の構成を備えてなることを特徴とする請求項1または2記載の超音波治療装置。

【請求項8】 前記超音波治療装置は、治療用超音波の照射回数と照射強度および照射時間を記

録しておく照射エネルギー量記録手段を備えることを特徴とする請求項1または2記載の超音波治療装置。

【請求項9】 前記超音波発生源は、照射／非照射の制御をするためのトリガ手段を備えることを特徴とする請求項1または2記載の超音波治療装置。

【請求項10】 前記照射エネルギー量記録手段は、治療終了までに必要な治療用超音波の残りの照射量を算出する残り照射量算出手段を備えることを特徴とする請求項8記載の超音波治療装置。

【請求項11】 前記焼灼範囲表示手段は、互いに隣接する複数の前記焼灼範囲を表示可能な複数同時表示手段を備えることを特徴とする請求項1記載の超音波治療装置。

【請求項12】 治療用超音波を発生する超音波発生源と、治療対象部位の形態情報を取り込むための形態情報取り込み手段と、治療対象部位を画像表示する画像表示手段とを有する超音波治療装置において、

互いに異なる複数枚の形態情報画像を同時に表示する複数枚画像表示手段と、前記治療用超音波の焼灼領域を前記形態情報画像に表示する焼灼領域表示手段と、前記治療対象部位が前記焼灼領域に位置する場合に前記治療用超音波の照射トリガをかける照射トリガ手段と、を備えることを特徴とする超音波治療装置。

【請求項13】 前記複数枚画像表示手段は、互いに直交している少なくとも2枚以上の前記形態情報画像を表示することを特徴とする請求項12記載の超音波治療装置。

【請求項14】 前記照射トリガ手段は、前記治療用超音波の照射回数を計数する照射回数計数手段を備えることを特徴とする請求項12または13記載の超音波治療装置。

【請求項15】 前記照射トリガ手段は、前記治療用超音波の照射回数を表示する照射回数表示手段を備えることを特徴とする請求項12または13記載の超音波治療装置。

【請求項16】 前記形態情報取り込み手段は、画像描出用の超音波探触子を有し、前記超音波探触子の走査中心軸回りに該超音波探触子を回転して前記形態情報画像を得る探触子回転手段を備えることを特徴とする請求項12記載の超音波治療装置。

【請求項17】 前記照射トリガ手段は、治療対象部位の位置変動量を監視するモニタリング手段を有し、前記位置変動量が所定の閾値以上になったときに照射停止状態を保持する照射停止手段を備えることを特徴とする請求項12記載の超音波治療装置。

【請求項18】 治療用超音波を発生する超音波発生源と、前記超音波発生源と一体に備わる探触子にて治療対

象部位の形態情報を得る形態情報取り込み手段と、前記超音波発生源の焦点位置および前記探触子とを一体に移動制御する移動制御手段と、前記形態情報画像を表示する形態情報表示手段とを備えた超音波治療装置において、

前記形態情報画像の表示領域の移動あるいは前記移動制御手段による前記探触子の移動により前記治療対象部位を前記焦点位置に位置合わせするための操作制御手段を備えることを特徴とする超音波治療装置。

【請求項19】前記照射トリガ手段は、前記焼灼範囲に前記治療対象部位が入っているか否かを認識する対象部位認識手段を備えることを特徴とする請求項12記載の超音波治療装置。

【請求項20】前記形態情報取り込み手段は、前記治療対象部位の立体視画像情報が得られる3次元超音波イメージング装置の構成を備え、少なくとも相異なる2枚以上の画像が前記立体視画像情報の複数の任意断面により得られた前記形態情報画像を出力する任意断面情報出力手段を備えることを特徴とする請求項12記載の超音波治療装置。

【請求項21】治療用超音波を発生する超音波発生源と、治療対象部位の形態情報を取り込むための形態情報取り込み手段と、治療対象部位を画像表示する画像表示手段とを備えた超音波治療装置において、前記形態情報取り込み手段は立体視画像情報が得られる3次元超音波イメージング装置の構成を有しており、前記3次元超音波イメージング装置で得られる立体視画像情報から前記治療対象部位を含んだ複数断面を得る対象部位断面取り出し手段と、前記治療対象部位と前記治療用超音波の焦点位置とのずれ量を表示するずれ量表示手段と、を備えることを特徴とする超音波治療装置。

【請求項22】前記ずれ量表示手段は、数値による距離表示および／または画像上のイメージ表示によることを特徴とする請求項21記載の超音波治療装置。

【請求項23】前記ずれ量表示手段は、前記超音波発生源を収納している治療用アプリケータを移動制御してずれ量を補正するずれ位置補正手段を備えることを特徴とする請求項21記載の超音波治療装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、超音波加温装置、超音波焼灼装置、超音波結石破碎装置、放射線治療装置などの治療装置において特に超音波を用いた超音波治療装置に関する。

【0002】

【従来の技術】近年、結石に強力超音波パルスを集束させ粉砕治療を行う体外衝撃波結石粉砕術が開発され、泌尿器科領域においては結石治療の第一選択となっている。また、最近は、超音波を腫瘍細胞に照射して治療す

るハイパーサーミア技術や、強力超音波を腫瘍細胞に集束して高温に加熱し熱変性壊死させる治療技術が開発され脚光をあびている。

【0003】これらの技術は、外科的な手術と比較して患者への侵襲度が少ない治療法として期待されている。体外から強力超音波を腫瘍細胞に集束して高温加熱治療する方法では、強力超音波を発生させる超音波振動子を内蔵した超音波発生源が必要となる。

【0004】この超音波発生源は機械的な制御アームに連結され、所定の位置・方向から強力超音波を照射するように制御される。また、オペレータがパネル操作や外部入力操作によって、所望の位置・方向へ発生源を動かして使用される。所望の位置・方向へ発生源を動かすには、超音波やX線画像下でモニター画像を見ながら、腫瘍細胞などのターゲットに向けて、強力超音波を照射する必要がある。

【0005】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、1平面画像だけでは、その平面内では、狙った腫瘍内に焦点があることを確認できるが、奥行き方向については、焦点が腫瘍内に入っているかどうか判らなかった。複数の焦点を重ね合わせて照射するため、治療に時間がかかると同時に、焦点合わせのための充分な位置精度の確保が必要である。、本発明の解決しようとする課題は、治療対象部位が比較的大きな体積を持っていても、治療用超音波による充分な焼灼治療が可能な超音波治療装置を提供し、また、治療対象部位の奥行き方向における焦点位置の確認が可能な構成を有し、焦点の位置合わせ精度を高くしなくとも充分な超音波焼灼治療が可能な超音波治療装置を提供し、また、治療対象部位の焼灼体積を算出し、その算出した焼灼体積から焼灼パラメータである照射時間および超音波出力などを自動設定可能な超音波治療装置を提供することを目的とする。

【0006】

【課題を解決するための手段】上記課題を解決するためには本発明においては、治療用超音波を発生する超音波発生源と、治療対象部位の形態情報を取り込むための形態情報取り込み手段と、治療対象部位を画像表示する画像表示手段とを有する超音波治療装置において、前記治療用超音波の焼灼範囲を表示する焼灼範囲表示手段と、前記焼灼範囲に基いて前記治療用超音波の照射による焼灼体積を算出する焼灼体積算出手段と、前記治療用超音波の照射パラメータと前記焼灼体積とに基いて超音波治療に要するエネルギー量を算出する治療エネルギー量算出手段と、を備えることを特徴とする超音波治療装置をもって解決手段とする。

【0007】また、治療用超音波を発生する超音波発生源と、治療対象部位の形態情報を取り込むための形態情報取り込み手段と、治療対象部位を画像表示する画像表示手段とを有する超音波治療装置において、前記治療用

超音波の焼灼範囲を表示する焼灼範囲表示手段と、前記焼灼範囲に基いて前記治療用超音波の照射による焼灼体積を算出する焼灼体積算出手段と、前記治療用超音波の照射パラメータと前記焼灼体積とに基いて超音波治療に要する総照射回数を算出する治療照射回数算出手段と、を備えることを特徴とする超音波治療装置をもって解決手段とする。

【0008】また、前記治療照射回数算出手段は、算出した結果を表示する治療照射回数表示手段を備えることを特徴とする請求項1または2記載の超音波治療装置をもって解決手段とする。

【0009】また、前記画像表示手段は、少なくとも相異なる2つ以上の形態情報を同時に表示する複数情報表示手段を備えることを特徴とする請求項1または2記載の超音波治療装置をもって解決手段とする。

【0010】また、前記焼灼範囲表示手段は、治療対象部位の位置変動を監視するモニタリング手段と、前記位置変動の移動量が所定の閾値以上になったときに前記治療用超音波の照射を停止する照射制御手段と、を備えることを特徴とする請求項1または2記載の超音波治療装置をもって解決手段とする。

【0011】また、前記焼灼範囲表示手段は、前記焼灼範囲に治療対象部位が入っているか否かを認識する対象部位認識手段を備えることを特徴とする請求項1または2記載の超音波治療装置をもって解決手段とする。

【0012】また、前記形態情報取り込み手段は、前記治療対象部位の立体視画像を得るために3次元超音波イメージング装置の構成を備えてなることを特徴とする請求項1または2記載の超音波治療装置をもって解決手段とする。

【0013】また、前記超音波治療装置は、治療用超音波の照射回数と照射強度および照射時間を記録しておく照射エネルギー量記録手段を備えることを特徴とする請求項1または2記載の超音波治療装置をもって解決手段とする。

【0014】また、前記超音波発生源は、照射／非照射の制御をするためのトリガ手段を備えることを特徴とする請求項1または2記載の超音波治療装置をもって解決手段とする。

【0015】また、前記照射エネルギー量記録手段は、治療終了までに必要な治療用超音波の残りの照射量を算出する残り照射量算出手段を備えることを特徴とする請求項8記載の超音波治療装置をもって解決手段とする。

【0016】また、前記焼灼範囲表示手段は、互いに隣接する複数の前記焼灼範囲を表示可能な複数同時表示手段を備えることを特徴とする請求項1記載の超音波治療装置をもって解決手段とする。

【0017】また、治療用超音波を発生する超音波発生源と、治療対象部位の形態情報を取り込むための形態情報取り込み手段と、治療対象部位を画像表示する画像表

示手段とを有する超音波治療装置において、互いに異なる複数枚の形態情報画像を同時に表示する複数枚画像表示手段と、前記治療用超音波の焼灼領域を前記形態情報画像に表示する焼灼領域表示手段と、前記治療対象部位が前記焼灼領域に位置する場合に前記治療用超音波の照射トリガをかける照射トリガ手段と、を備えることを特徴とする超音波治療装置をもって解決手段とする。

【0018】また、前記複数枚画像表示手段は、互いに直交している少なくとも2枚以上の前記形態情報画像を表示することを特徴とする請求項12記載の超音波治療装置をもって解決手段とする。

【0019】また、前記照射トリガ手段は、前記治療用超音波の照射回数を計数する照射回数計数手段を備えることを特徴とする請求項12または13記載の超音波治療装置をもって解決手段とする。

【0020】また、前記照射トリガ手段は、前記治療用超音波の照射回数を表示する照射回数表示手段を備えることを特徴とする請求項12または13記載の超音波治療装置をもって解決手段とする。

【0021】また、前記形態情報取り込み手段は、画像描出用の超音波探触子を有し、前記超音波探触子の走査中心軸廻りに該超音波探触子を回転して前記形態情報画像を得る探触子回転手段を備えることを特徴とする請求項12記載の超音波治療装置をもって解決手段とする。

【0022】また、前記照射トリガ手段は、治療対象部位の位置変動量を監視するモニタリング手段を有し、前記位置変動量が所定の閾値以上になったときに照射停止状態を保持する照射停止手段を備えることを特徴とする請求項12記載の超音波治療装置をもって解決手段とする。

【0023】また、治療用超音波を発生する超音波発生源と、前記超音波発生源と一体に備わる探触子にて治療対象部位の形態情報を得る形態情報取り込み手段と、前記超音波発生源の焦点位置および前記探触子とを一体に移動制御する移動制御手段と、前記形態情報画像を表示する形態情報表示手段とを備えた超音波治療装置において、前記形態情報画像の表示領域の移動あるいは前記移動制御手段による前記探触子の移動により前記治療対象部位を前記焦点位置に位置合わせするための操作制御手段を備えることを特徴とする超音波治療装置をもって解決手段とする。

【0024】また、前記照射トリガ手段は、前記焼灼範囲に前記治療対象部位が入っているか否かを認識する対象部位認識手段を備えることを特徴とする請求項12記載の超音波治療装置をもって解決手段とする。

【0025】また、前記形態情報取り込み手段は、前記治療対象部位の立体視画像情報が得られる3次元超音波イメージング装置の構成を備え、少なくとも相異なる2枚以上の画像が前記立体視画像情報の複数の任意断面により得られた前記形態情報画像を出力する任意断面情報

出力手段を備えることを特徴とする請求項12記載の超音波治療装置をもって解決手段とする。

【0026】また、治療用超音波を発生する超音波発生源と、治療対象部位の形態情報を取り込むための形態情報取り込み手段と、治療対象部位を画像表示する画像表示手段とを備えた超音波治療装置において、前記形態情報取り込み手段は立体視画像情報が得られる3次元超音波イメージング装置の構成を有してなり、前記3次元超音波イメージング装置で得られる立体視画像情報から前記治療対象部位を含んだ複数断面を得る対象部位断面取り出し手段と、前記治療対象部位と前記治療用超音波の焦点位置とのずれ量を表示するずれ量表示手段と、を備えることを特徴とする超音波治療装置をもって解決手段とする。

【0027】また、前記ずれ量表示手段は、数値による距離表示および／または画像上のイメージ表示によることを特徴とする請求項21記載の超音波治療装置をもって解決手段とする。

【0028】また、前記ずれ量表示手段は、前記超音波発生源を収納している治療用アプリケータを移動制御してずれ量を補正するずれ位置補正手段を備えることを特徴とする請求項21記載の超音波治療装置をもって解決手段とする。

【0029】上記本発明に係る解決手段によれば、治療対象部位が比較的大きな体積であっても効果的な治療が可能であり、また、治療対象部位の奥行き方向における治療用超音波の焦点位置を確認することができるので、正確かつ確実に治療用超音波を照射することができ、また、位置合わせ精度を高くしなくとも充分な超音波治療が可能となり、治療時間自体も短くすることができ、また、治療対象部位の焼灼を要する体積を算出し、その焼灼体積に基いて焼灼パラメータの設定は可能な超音波治療装置を提供することを目的とする。

【0030】

【発明の実施の形態】図1は、本発明の実施の形態に係る超音波治療装置の全体構成図を示す。

【0031】本発明の実施の形態に係る超音波治療装置においては、その全体構成として治療に用いる強力超音波を照射するための図示しない超音波発生源と、超音波画像を得るためのイメージングプローブ200を含む図示されない超音波アプリケータを備えている。超音波画像装置150で得られた超音波画像から少なくとも2平面以上の画像を構成する。この相異なる2平面以上の超音波断層像を得るためににはイメージングプローブ200を回転操作することにより得ることができる。この回転操作は手動にて行っても良く、また機械的な回転機構を設けても良い。また、この回転操作はイメージングプローブ200により構築される画像の中心を軸として行う。これにより相異なる2平面以上の超音波断層像の中心軸はすべて同一座標のものとなる。

【0032】このようにして構成された超音波断層像は画像表示モニタ100にて表示される。なお、それらの複数の超音波断層画像は、その中心軸は同一であるものの、その互いの画像面同士が成す角度は必ずしも直交している必要はない。しかしながら実際の操作者にとって互いの画像が直交している方が、治療対象部位の位置関係をより正確に把握することができる。

【0033】このようにして得られた2つの超音波画像を画像表示モニタ100にてモニタリングしながら、手元スイッチ130もしくは後述する本発明に係る構成により、自動的にトリガをかけられるように駆動制御手段120を介して駆動用高電圧アンプ110の出力を制御する構成にしている。

【0034】図2は、本発明の実施の形態に係る超音波治療装置による画像表示の一つの例を示す。

【0035】例えば、図1の構成で得られた画像データを図2に示すような画像表示を行う場合において、断面Xの画像と断面Yの画像はお互いに直交している。このとき、断面Yの画像では焦点20がターゲットとなる腫瘍10の中に入っているが、断面Xの画像では焦点20が腫瘍10の中に入っていないことがある。このときは、断面Xや断面Y上で焦点20が腫瘍10の中に入るよう図示しないアプリケータを移動させ、超音波画像中において焦点ガイドが腫瘍10の中に収まるように移動調整する。その後に改めて照射を行うことにより、治療対象部位である腫瘍10の中を確実に照射できる。

【0036】図3は、本発明の実施の形態に係る超音波治療装置の制御フロー図を示す。

【0037】超音波焼灼治療のスタート後、まず、最初に治療用超音波の発生源と、およびイメージングプローブ200とを有する構成によるアプリケータの移動を行う。その場合、画像表示モニタ100に表示されている2枚の超音波画像のうち、第一の超音波画像面内で焦点20が腫瘍10の中に入っているか否かで、治療照射可能か否かを判断する。ここで焦点20が腫瘍10の中に入っていないときは再度位置合わせを行う。

【0038】また、焦点20が腫瘍10の中に入っているときは、画像表示モニタ100に表示されている2枚の超音波画像のうち、第二の超音波画像面内で焦点20が腫瘍10の中に入っているかどうか判断する。ここで焦点20が腫瘍10の中に入っていないときは再度位置合わせを行う。

【0039】次に以上の位置合わせが完了した時点で、治療用超音波の照射モードに移行して治療用の強力超音波の照射を行う。この治療用超音波の照射は事前の治療計画において予め設定された時間内で照射が行われる。

【0040】このとき、患者の呼吸や体動を振動計や超音波モニタなどにより、それらの動きを検知するようにしておき、その移動量が予め決められた一定量の閾値を超えたときは、改めて、アプリケータの位置合わせを行

う。腫瘍10の内部に焦点20が位置合わせできているかどうかを、画像表示モニタ100に表示された2枚の超音波画像上で確認した後に、再度、治療用超音波の照射を行うべく手元スイッチ130もしくは後述する本発明に係るトリガ手段によりトリガをかける。

【0041】こうすることで、治療対象部位が呼吸などの体の動きによる移動があったとしても、確実に治療用超音波の照射による治療をすることができる。

【0042】また、超音波照射を行うための手段として、PZT材料でできた平板形状の超音波振動子を用いた場合は、球郭の振動子に比べて、焦点は広がった焼灼領域を持たせることができる。球郭の振動子を用いた場合のように、比較的小さい焦点を複数個重ねて腫瘍10の焼灼領域を焼灼するのと比較して、より広い焼灼領域を一度に焼くことができる。このため、照射点の順次スキャンというような方法とらずに、腫瘍10を焼灼することができる。

【0043】以上説明した本発明に係る超音波治療装置は、図1～3を用いて説明したように、腫瘍10の内部のどこを照射するかという制御をするのではなく、腫瘍10の内部に焦点20が入った状態をトリガとして治療用超音波の照射を行う。この様な照射の制御を前提として、腫瘍10の内部に向けて治療用超音波を照射した回数（時間）と超音波強度をもって治療用超音波の照射量をコントロールするように構成されることを特徴としている。

【0044】この本発明における特徴的な、治療用超音波の照射量をコントロールする方法としては、最初に治療対象部位の焼灼範囲を決めて、その焼灼範囲から、焼灼体積を算出する。その算出した焼灼体積に基づいて、腫瘍10を焼灼するに必要な照射エネルギー量を基にして、1回あたりの治療用超音波の照射のパワーと照射時間、またトータルの照射回数などの照射パラメータを算出する。

【0045】ここで、治療対象部位に治療用超音波を照射した場合における発熱分布を求める方法としては以下の式が一般に知られている。

【0046】 $Q = 2\alpha I$

Iは音響強度 ($W \cdot m^{-2}$) であり、

$I = 1/2 \cdot \rho c u^2$

で表される。

【0047】Qは単位時間単位体積当たりの発熱SAR (Specific Absorption Ratio : $W \cdot m^{-3}$) である。また、 ρ は媒質の密度 ($kg \cdot m^{-3}$)、cは音速 ($m \cdot s^{-1}$)、uは粒子速度ベクトルをあらわす。

【0048】例えば、吸収係数 α_0 の媒質に対して、強力超音波を1回照射したときの単位時間当たり単位体積当たりの発熱SARを Q_0 ($= 2\alpha_0 I$) とすると、1回の照射が t 秒でかつ焼灼したい治療対象部位の体積がV

のときは、 $Q_0 t V$ だけのエネルギーが必要となる。

【0049】一方、焼灼範囲の体積Vという値から焼灼範囲全体を T_1 から T_2 へ上昇させるには、

$$Q_n = (T_2 - T_1) V \gamma$$

が必要となる。 γ は単位体積当たりの比熱容量 ($W \cdot K^{-1} \cdot m^{-3}$)。

【0050】よって、最低限必要な照射回数Nは

【数1】

$$N = Q_n / Q_0 t V = (T_2 - T_1) \gamma / t \alpha_0 \rho c u^2$$

となる。つまり、焼灼範囲内を満遍なく照射可能であれば、少なくともN回の照射で十分ということになる。

【0051】このN回という回数を、たとえば操作パネル上やあるいは画像表示モニタ100に表示することによって、治療に必要十分なエネルギー量として照射が必要な回数が分かる。また、照射の都度において残りの必要な治療用超音波の照射回数を算出することによって、あと何回照射すれば治療が完了するかという、治療進捗状況を把握するためのガイドになる。

【0052】この治療用超音波の照射に際しては、求めた照射回数や照射エネルギーに基づいて照射を行い、ガイド値として表示する。そのガイド値に応じて照射するが、過去に照射した経過を記録し、これまでの照射経過と必要な照射エネルギー量から後どれだけ照射しなければならないかを計算し、操作パネルや画像表示モニタ100に表示する。

【0053】図17は、本発明の実施の形態に係る超音波治療装置による照射動作の説明図を示す。

【0054】複数照射の原理をイメージで示すと図17のようになる。

【0055】1回の照射による温度分布の最大値が、蛋白質変性などの温度閾値を超えない場合、もしくはその温度分布が全体をむらなく焼灼するには不十分（温度分布（少し低い温度分布））の場合でも、複数回繰り返し照射することで、結果的には、図示したような「複数回の照射による温度分布」のような温度分布になる。これは、呼吸などの体動の影響があったとしても、焼灼サイズの範囲程度内で収まれば、焼灼範囲の中央付近に1回の焼灼焦点が重ね合わさると考えられる。

【0056】つまり、1回の照射では全体を焼灼することが不可能である場合、それらを複数回ランダムに重ね合わせて照射することで、全体をむらなく照射することができる。

【0057】ここで適用される超音波画像としては、電子的に3次元画像を得られる3次元イメージングプロープで得た画像データを用いて、任意の2平面以上の画像データを用いても良い。

【0058】図14は、本発明の実施の形態に係る超音波治療装置の焼灼領域サイズの設定の説明図を示し、

(a)は、3次元表示の例であり、(b)は、2次元表示のX軸断面、(c)は、2次元表示のY軸断面、

(d) は、2次元表示の (z) 軸断面を示す。

【0059】図14に示すように、焦点20のサイズが腫瘍10に比べて大きかったり、もしくは、複数回の照射によって初めて焦点領域内の温度が変性を起こすような場合は、以下のような操作になる。まず、焼灼領域サイズを設定する。焼灼領域は実際に1回の照射温度（細胞質変性が起こる温度、一般的には70度以上）から焼ける範囲をあらわしても良いし、腫瘍10が十分収まる大きさとしても良い。この焼灼領域サイズによって照射の強度・時間・回数が設定される。

【0060】たとえば、図14 (c)においてはy軸断面上は焦点20の中に充分に入っているが、他の断面は図14 (b) および図14 (d) に示されるようにそれぞれが焦点20より若干ずれている。この場合には、以下のような手順で焼灼範囲の調整を行う。

【0061】図15は、本発明の実施の形態に係る超音波治療装置の焼灼領域の判断のフロー図を示す。

【0062】たとえば、小さい範囲を焼きたいときは治療用超音波の照射の強度・時間・回数などを小さく設定したり、逆に、大きく焼きたいときは照射の強度・時間・回数などを大きく設定しておく。照射プロトコルが予め決まった上で、図示しないアプリケータを移動させて位置合わせを行う。位置合わせの際には、体動として最も大きい呼吸が生じているので、呼吸の最大時もしくは最小時のような体動による腫瘍10の移動がない瞬間に、焼灼領域内に腫瘍10が入るように位置合わせを行うことが望ましい。

【0063】その際に、1平面だけではなく、たとえば前出の図14 (b) から図14 (d) のように、複数平面の超音波画像を用いて焼灼領域に腫瘍10が入っているかどうか確認した方が確実である。焼灼領域に腫瘍10が入っていないければ、再度位置合わせを行い確認する。それでも、焼灼領域に比べて腫瘍10が大きい場合焼灼領域を拡大させる。また、焼灼領域内に腫瘍10が入っていれば、そのまま、照射モードに入り、1回もしくは数回の照射を行う。その間、体動や呼吸によって動くことも考えられるので、1回もしくは数回の照射後、術者が焼灼領域に腫瘍10が入っているか確認した後に、再度、照射モードにおいて照射を行う。

【0064】このルーチンを繰り返して、その照射が設定した回数以上になった時点で、治療を終了する。

【0065】図10は、本発明の実施の形態に係る超音波治療装置の操作パネルを説明する図を示す。

【0066】腫瘍への位置合わせに際しては、手元操作パネルは、図10のように、断面画像Xや断面画像Yに対応したSWを設ける。断面画像Xを奥行き方向に移動させたい場合は断面X+移動SWを押し、逆に、断面画像Xを手前方向に移動させたい場合は断面X-移動SWを押す。断面画像Yの移動も断面Xの移動と同様にパネルSWでコントロールできる。また、断面Xと断面Yに直

交する別の断面Zについても、断面画像Xと同様にパネルSWでコントロールする。

【0067】たとえば、イメージングプローブ200を当てている体表面から見て、奥行き方向をZ-移動SWで、手前方向をZ+SWでコントロールすることができる。この操作によって、イメージングプローブ200を含む図示しないアプリケータが移動機構部によって移動される。また、超音波3次元イメージングプローブを用いて図示しないアプリケータの移動を伴わずに、画像データ上においてだけ表示画面が変化するように制御することもできる。

【0068】図16は、本発明の実施の形態に係る治療焼灼位置決めを説明するための図を示す。

【0069】図16に示すように、超音波3次元イメージングプローブを用いた位置決めの際には、得たい画像だけを取り出して表示するので、実際の治療焼灼位置である焦点20とされている。そこで、3次元イメージングプローブの画像表示の基準となるOの位置から、どれだけずれた画像を取り出して表示したかというデータ（ずれ量h）を得るようにする。その後の治療の際には、そのずれ量hだけを補正するように移動部を動かすようにする。

【0070】たとえば、ずれ量hを画像モニタ100に表示しておき、そのずれ量hが無くなるまで移動させるか、もしくは、ずれ量hが無くなるように自動的に移動機構部を動かす。このずれ量hを補正するために、基準位置Oの座標 (X0, Y0, Z0) を基準にして、治療対象部位Pの座標 (XP, YP, ZP) との各座標軸での差分を求める。この演算結果に基づいてずれ量hの補正を行うための移動量を算出することができる。

【0071】なお、この求められたずれ量hは画像上のイメージ表示でも良く、またあるいは絶対的な距離表示にて操作者に知らしめても良い。

【0072】図11は、本発明の実施の形態に係る操作パネルを説明するための図を示す。

【0073】また、複数の断層像を断面選択ダイヤル30の操作により選択して、その断層像に対して位置合わせできるSWを備えた構成を示す。断層像を断面選択ダイヤル30にてたとえば断面A～Eのうちから選択して、選択された断層像に対して、奥行き方向と手前方向の移動が可能である。この移動操作は選択断面+移動のスイッチと選択断面-移動のスイッチを適宜に操作することにより行うことができる。

【0074】また、選択された断層像に対して水平方向に移動する制御を行うこともできる。こうすることで、簡便に位置合わせが可能である。また、複数の断層像に対して、位置合わせが可能である。

【0075】図4には、本発明の実施の形態に係る超音波治療装置の動き判別手段について全体構成図を示す。

【0076】強力超音波を照射する図示しない超音波照

射手段と超音波画像を得るためのイメージングプローブ200を含む図示しないアプリケータを持ち、超音波画像装置150で得られた超音波画像から少なくとも2平面以上の画像を作成する。それらの超音波画像は互いに直交した位置関係にあると、より良く立体形状および空間位置の把握が容易になる。

【0077】ここでは2つの超音波画像を用いた例を示す。得られた2つの超音波画像を画像表示モニタ100にてモニタリングしながら、手元スイッチ130もしくは自動的にトリガをかけられるように駆動制御手段120を介して駆動用高電圧アンプ110の出力を制御する構成にしている。画像表示モニタ100の信号から得た画像信号から、腫瘍10の輪郭を抽出し、その輪郭内に焦点20が存在するかどうか判断し、腫瘍10に対して治療用超音波の照射を行う。輪郭抽出の方法としては、画像面内に隣り合った画像素子の輝度情報に基いて、たとえばラプラス変換を行う方法などにより行われる。

【0078】以下に、治療対象部位の輪郭抽出および動きの検出について説明する。

【0079】図5は、本発明に係る輪郭抽出を説明するための図であり、(a)は輪郭抽出時であり、(b)は治療時の動作を示す。

【0080】輪郭抽出の方法としては、Automated Contour Tracking (ACT) 法やModified Simpson法などがある。例えば、腫瘍10などは心室などの輪郭抽出に比べれば、形状が変化するものではなく、むしろ呼気と吸気に伴う移動が問題になる。また、腫瘍の輪郭の全てを抽出するには時間もかかってしまう。そこで、まず図5(a)に示すように、治療対象部位である腫瘍10が表示されている画像(好ましくは、腫瘍10の中心線における断面像)を用いて、治療対象部位である腫瘍10の関心領域を選択して輪郭抽出線を描くと同時に、治療対象部位の特異点を2個以上選択する。

【0081】この選択の方法としては、操作者によるマニュアル入力でも良いし、自動選択でも良い。特異点としては、腫瘍10の輪郭の内、凹凸部分や高輝度部分などが挙げられる。次に、実際の治療画面(呼吸などの移動がある画面)に切換え治療する。この時に図5(b)にて示すように位置Aから位置Bに移動した場合においては、静止画面上で選択しておいた特異点のみの移動距離を随時検出し、その移動量に合わせて輪郭抽出線自体を移動させる。

【0082】上記で抽出した輪郭抽出線を使うのが望ましいが、呼気吸気の伴う移動が平行移動の場合(通常では、腫瘍10は平行移動と腫瘍10の輪郭が小さくなったり大きくなったりする動きの組み合わせである)、一般に腫瘍10の80%近くは統計的に球形をしているので、球形(円形)に近似した輪郭抽出線を使用してもよい。円形の輪郭抽出線を用いた場合、上記では特異点を

2点としたが、1点で十分である。

【0083】また、呼気と吸気に伴う移動だけであれば、呼吸器モニターなどを使って、腫瘍10の移動の方向や位置などを予め予測しておくことも可能である。

【0084】図6は、本発明の実施の形態に係る輪郭抽出の判断フロー図を示している。

【0085】上述の治療対象部位の輪郭抽出および動き抽出については、図に示される判断フロー図に基いて制御がなされる。まず最初のステップとしては、画像表示モニタ100に輪郭抽出用画面表示/治療画面表示がなされる。この画面表示により操作者は治療対象部位の形状や位置を確認することができると共に、輪郭抽出のための基準となる位置データとして扱われる。

【0086】次に、輪郭抽出モードにおいて治療対象部位の輪郭部分のデータが抽出される。この抽出された輪郭データに基づいて関心領域の設定が行われる。この設定された関心領域の内部において輪郭抽出線の表示および選択決定が行われ、また特異点抽出表示および選択決定が行われる。この輪郭抽出線と特異点の位置関係を計算し座標上での相対的な位置関係を把握する。

【0087】以上のフローにおいて静止状態での治療対象部位の輪郭抽出および特異点の抽出が行われる。このフローが完了した時点で次段の治療モードへと移行する。この治療モードに移行した時点で、静止画表示を動画表示に切り替え、また例えば治療用超音波発生源の駆動回路を待機状態にても良く、さらにその他の装置を待機状態にする。

【0088】画像表示モニタ100には治療対象部位の動画が表示され、患者の体動に伴った腫瘍10の移動が表示されている。この移動状態において、既に抽出された特異点の動きは、その移動方向及び移動距離の両面において追跡して画像表示される。この抽出された特異点を基準点として既に選択されている輪郭抽出線が表示される。この輪郭抽出線はその表示の基準点を特異点に定めているので、特異点の移動に追従して移動する。

【0089】次に、この輪郭抽出線の中に治療用超音波の焦点位置が入っているか否かを判断し、もし焦点位置が入っていないければ特異点の位置を再度抽出し直す。しかし、焦点位置が入っている場合は治療用超音波の照射が行われる。なお、この治療用超音波の照射は自動的に行っても良いが、操作者の手動により行っても良い。

【0090】上記説明においては、超音波断層像を用いての輪郭抽出および動き検出について述べたが、もちろんこの基準となる画像データは他の画像診断装置のものでも充分に適用することが可能である。

【0091】たとえば、X線CTやMRIなどによって得られた複数断面画像を重ね合わせたり、もしくは、ボリュームスキャン(マルチスキャン)をして3次元画像構築する場合、予め、関心領域の範囲(スキャン厚)を決定しておく。関心領域の設定に際しては、治療ターゲ

ットが関心領域内に入るように必要かつ十分なだけ関心領域の大きさ（スキャン幅）を調整する。このようなスキャン幅調整後、リアルタイムに表示される3次元画像をガイドにして治療を開始する。

【0092】図7は、本発明の実施の形態に係る超音波治療装置にX線CTやMRIの画像を適用した例を示す。

【0093】画像としては、図7(a)に示すように片方に超音波診断装置で観測している平面画像やX線CTやMRIなどで再構成した関心領域を含む平面画像を表示し、片方には図7(b)に示すように、撮像した3次元画像（例えば、斜視図もしくはターゲットの関心領域だけを浮き上がらせ他の組織は半透明表示）を表示しても良い。

【0094】上記は、X線CTやMRIなどのリアルタイムのボリューム画像（3次元画像）を用いた方法であるが、3次元画像は治療前に予め撮像しておき、その3次元画像をガイドのように表示し、超音波画像の断面が3次元画像内のどこの断面に位置しているかを表示する方法によっても同様の効果が得られる。

【0095】図12は、本発明の実施の形態に係る超音波治療装置の輪郭抽出と照射位置検出の制御フロー図を示す。

【0096】前述の3次元画像データを用いる場合に対して、2次元画像における場合を示す。この場合は治療対象部位を異なる2断面にて描出した画像データを用いる。

【0097】図12のフローチャートに記すように、腫瘍10の輪郭抽出を行い、第一の画面上で腫瘍10内に焦点20が存在するかどうか、また、第二の画面上で腫瘍10内に焦点20が存在するかどうかを確認する。確認した後照射を行う。さらに、呼吸や体動などによる位置ずれがあれば、アプリケータを移動させて、再度、腫瘍10の輪郭抽出を行い、焦点20が腫瘍10内に存在するかどうか確認する。

【0098】図8は、本発明の実施の形態に係る超音波治療装置の輪郭抽出と照射位置検出を説明するための図を示す。

【0099】図8は治療対象部位の2つの断層像が互いに直交している場合であるが、上述した図12における場合と同様に、輪郭抽出および治療対象部位の位置確認を行う。2枚の断層像が互いに直交しているので、位置関係の把握がよりよく行え、また腫瘍10と焦点20の位置関係や形状についてもより正確な情報を得ることができる。本発明に係る実施の形態においては、使用する2枚の画像の相対位置関係については特に規制するものではないが、実際の本発明の適用時においてはこの実施の形態のように互いの画像断面位置が直交することにより、より好ましく本発明に特有の効果を得ることができること。

【0100】図9は、本発明の実施の形態に係る超音波治療装置において複数断面を得るための説明図を示す。

【0101】図13は、本発明の実施の形態に係る超音波治療装置において複数断面を得るための全体構成図を示す。

【0102】図9および図13は、1本のイメージングプローブ200を、その中心を軸として回転させて互いに異なる2断面以上の画像を得る方法である。

【0103】イメージングプローブ200を回転させて画像を取り込み、同時に、そのときの回転角度も取り込んでおく。画像と回転角度を用いて、3次元画像を再構築する。その再構築した画像から、任意断面の2平面画像を再構築し、それらの画像を超音波治療画像として用いる。なお、治療用超音波発生源50にイメージングプローブ200が一体となって設けられている構成を示しているが、治療用超音波発生源50とイメージングプローブ200とは必ずしも供回りする必要はなく、イメージングプローブ200のみが回転しても良い。ただし、このような場合には治療用超音波発生源50とイメージングプローブ200との相対的な位置関係が保たれる構造とされることが好ましい。

【0104】ここでは、超音波画像としては回転して得られた超音波画像を用いているが、電子的に3D画像を得られる3Dイメージングプローブの画像データを用いても良い。

【0105】なお、以上説明した実施の形態は、本発明の理解を容易にするために記載されたものであって、本発明を限定するために記載されたものではない。したがって、上記の実施の形態に開示された各要素は、本発明の技術的範囲に属する全ての設計変更や均等物をも含む趣旨である。

【0106】たとえば、本発明の実施の形態を説明するための一つの例として、超音波画像装置で得られた画像を使っての治療方法を述べたが、X線診断装置、X線CT装置、MRI装置などの他の形態画像診断装置を用いても本発明に特有の効果が得られる。

【0107】

【発明の効果】以上述べた本発明によれば、治療対象部位が比較的大きな体積であっても効果的な治療が可能である。

【0108】また、治療対象部位の奥行き方向における治療用超音波の焦点位置を確認することができるので、正確かつ確実に治療用超音波を照射することができる。

【0109】また、位置合わせ精度を高くしなくても充分な超音波治療が可能となり、治療時間自体も短くすることができる。

【0110】また、治療対象部位の焼灼を要する体積を算出し、その焼灼体積に基いて焼灼パラメータの設定は可能な超音波治療装置を提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】図1は、本発明の実施の形態に係る超音波治療装置の全体構成図を示す。

【図2】図2は、本発明の実施の形態に係る超音波治療装置による画像表示の一つの例を示す。

【図3】図3は、本発明の実施の形態に係る超音波治療装置の制御フロー図を示す。

【図4】図4には、本発明の実施の形態に係る超音波治療装置の動き判別手段について全体構成図を示す。

【図5】図5は、本発明に係る輪郭抽出を説明するための図であり、(a)は輪郭抽出時であり、(b)は治療時の動作を示す。

【図6】図6は、本発明の実施の形態に係る輪郭抽出の判断フロー図を示す。

【図7】図7は、本発明の実施の形態に係る超音波治療装置にX線CTやMRIの画像を適用した例を示す。

【図8】図8は、本発明の実施の形態に係る超音波治療装置の輪郭抽出と照射位置検出を説明するための図を示す。

【図9】図9は、本発明の実施の形態に係る超音波治療装置において複数断面を得るための説明図を示す。

【図10】図10は、本発明の実施の形態に係る超音波治療装置の操作パネルを説明する図を示す。

【図11】図11は、本発明の実施の形態に係る操作パネルを説明するための図を示す。

【図12】図12は、本発明の実施の形態に係る超音波治療装置の輪郭抽出と照射位置検出の制御フロー図を示す。

【図13】図13は、本発明の実施の形態に係る超音波治療装置において複数断面を得るための全体構成図を示す。

【図14】図14は、本発明の実施の形態に係る超音波治療装置の焼灼領域サイズの設定の説明図を示し、

(a)は、3次元表示の例であり、(b)は、2次元表示のX軸断面、(c)は、2次元表示のY軸断面、(d)は、2次元表示の(z)軸断面を示す。

【図15】図15は、本発明の実施の形態に係る超音波治療装置の焼灼領域の判断のフロー図を示す。

【図16】図16は、本発明の実施の形態に係る治療焼灼位置決めを説明するための図を示す。

【図17】図17は、本発明の実施の形態に係る超音波治療装置による照射動作の説明図を示す。

【符号の説明】

10…腫瘍

20…焦点

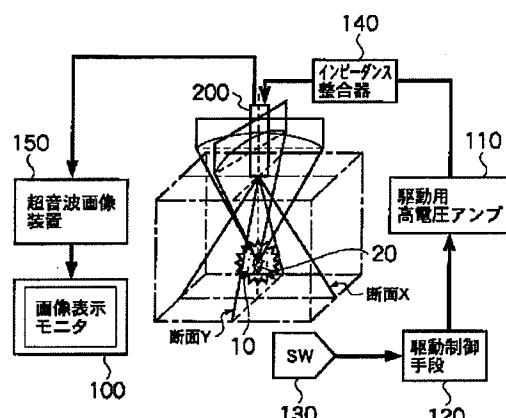
100…画像表示モニタ

150…超音波画像装置

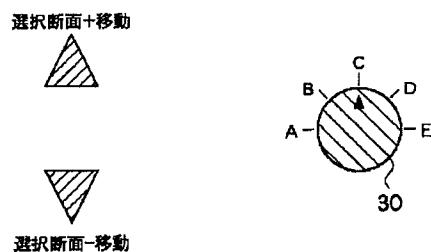
200…イメージングプローブ

250…動き判別手段

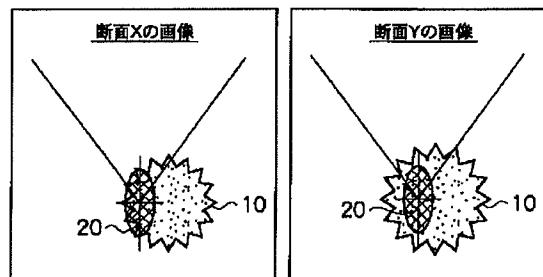
【図1】



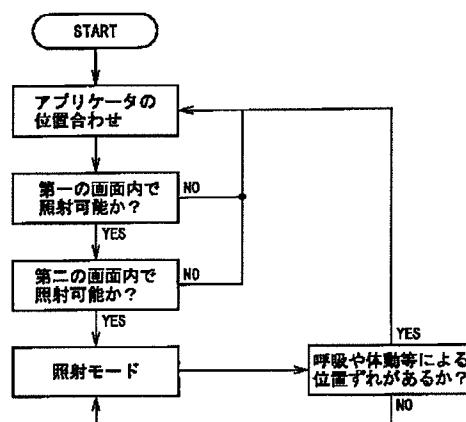
【図11】



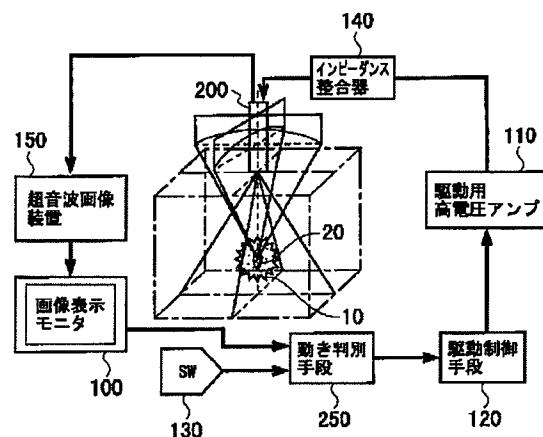
【図2】



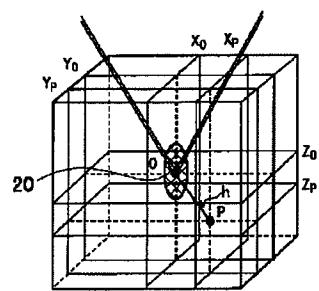
【図3】



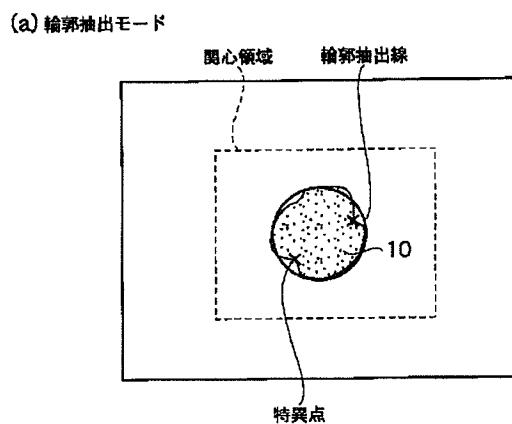
【図4】



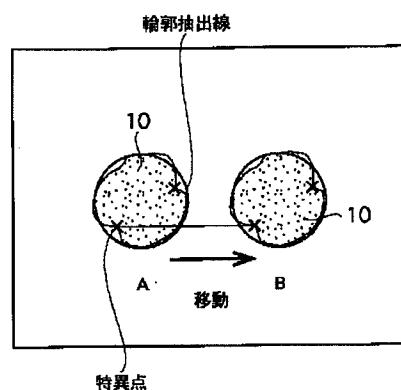
【図16】



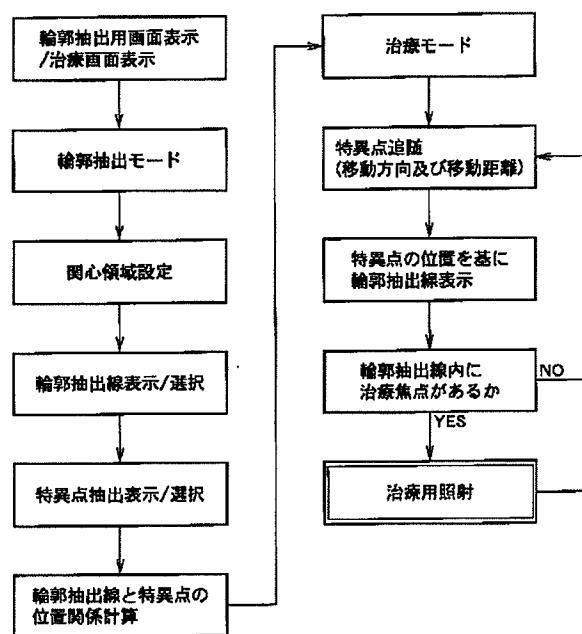
【図5】



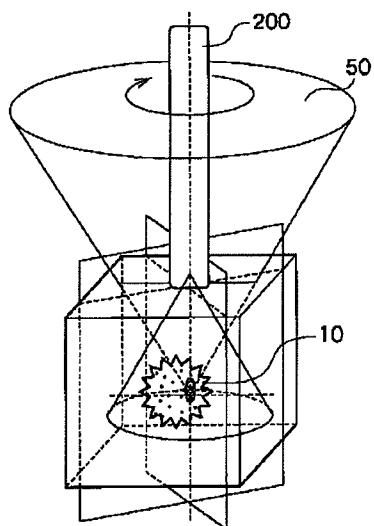
(b) 治療モード



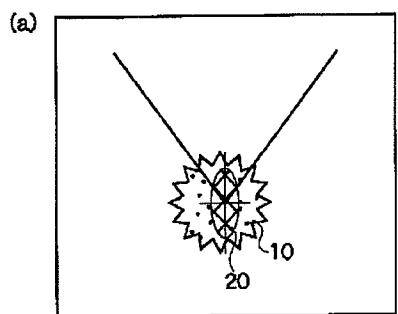
【図6】



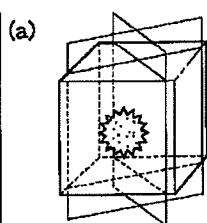
【図9】



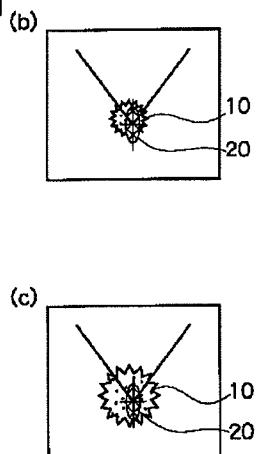
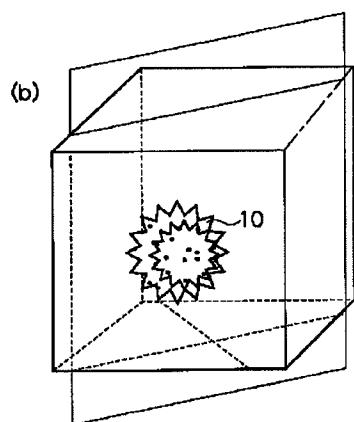
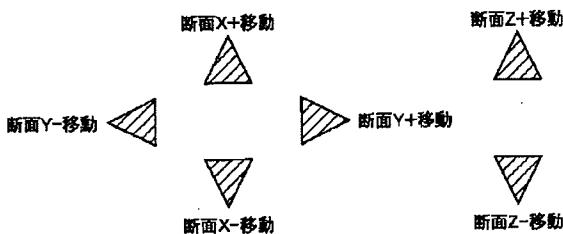
【図7】



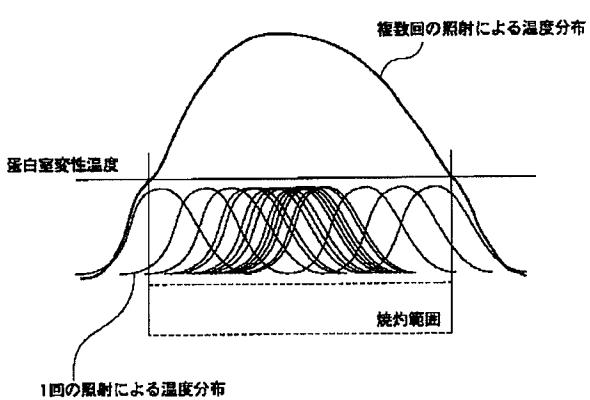
【図8】



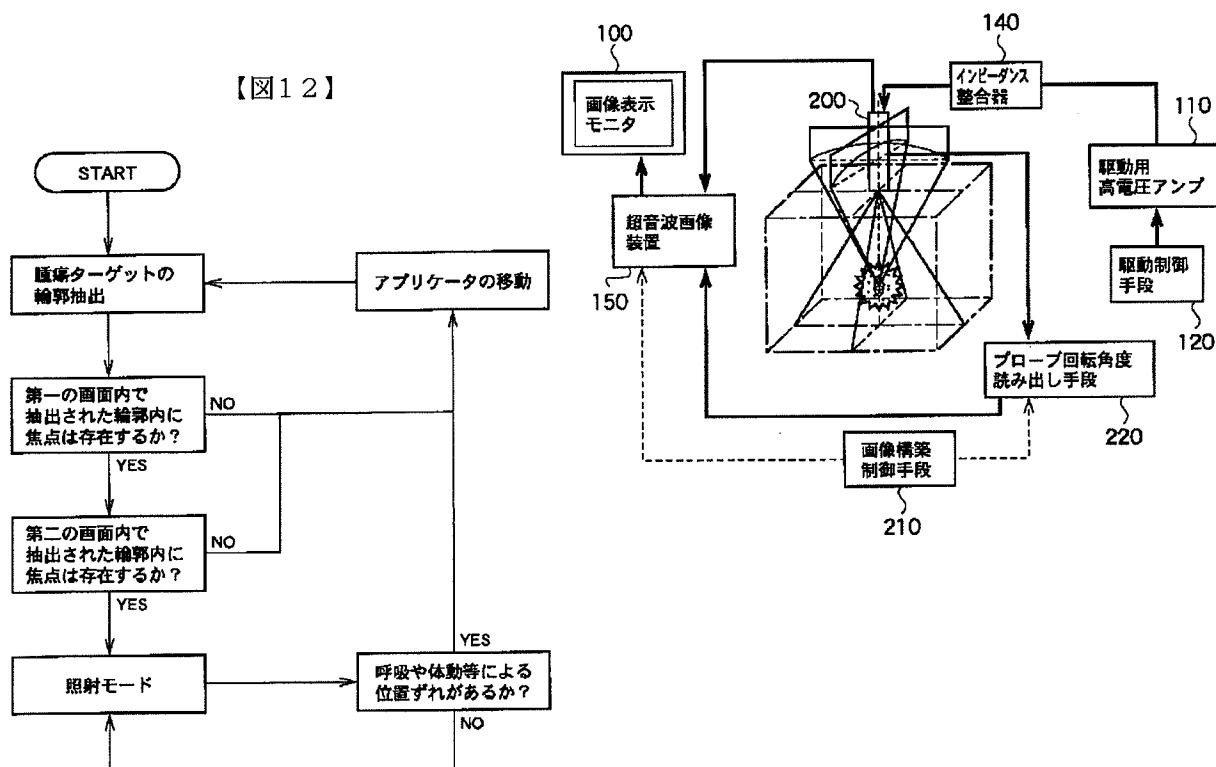
【図10】



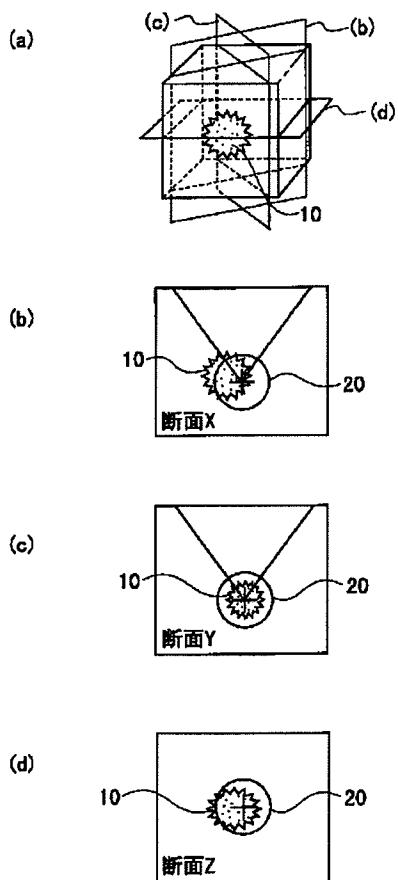
【図17】



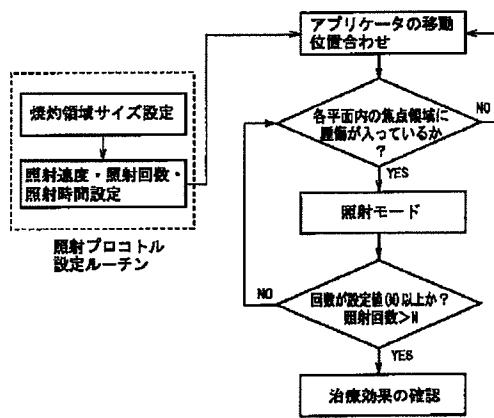
【図13】



【図14】



【図15】



フロントページの続き

F ターム(参考) 4C060 EE03 EE19 JJ27 MM24
 4C082 AA01 AA03 AA05 AC01 AE01
 AG41 AG51 AP01 AR11
 4C099 AA01 CA19 EA20 GA30 JA13
 4C301 FF24 FF25 KK13 KK16 KK24
 KK27
 5B057 AA07 BA05 BA24 BA29 CA08
 CA13 CA16 CB08 CB13 CB16
 CC03 CE09 CE11 CH11 DA07
 DA08 DA16 DB03 DB09 DC09
 DC17 DC22